



Estimation de l'échelle des néoplasies en coloscopie par détection de la profondeur de défocalisation

François Chadebecq, Christophe Tilmant, Adrien Bartoli

► To cite this version:

François Chadebecq, Christophe Tilmant, Adrien Bartoli. Estimation de l'échelle des néoplasies en coloscopie par détection de la profondeur de défocalisation. ORASIS - Journées francophones des jeunes chercheurs en vision par ordinateur, Jun 2013, Cluny, France. hal-00829442

HAL Id: hal-00829442

<https://hal.science/hal-00829442>

Submitted on 5 Jun 2013

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Estimation de l'échelle des néoplasies en coloscopie par détection de la profondeur de défocalisation

François Chadebecq^{1,2}

Christophe Tilmant²

Adrien Bartoli¹

¹ ISIT UMR 6284 CNRS/Université d'Auvergne, Clermont-Ferrand, France

² Institut Pascal UMR 6602 CNRS/UBP/IFMA, Clermont-Ferrand, France

Résumé

La coloscopie est l'examen médical privilégié dans le cadre du diagnostic et du traitement des maladies colorectales. Cette technique qualifiée de peu invasive permet aux gastro-entérologues d'explorer la cavité du côlon et d'ôter les néoplasies – proliférations cellulaires – telles que les polypes qui peuvent évoluer en tumeurs malignes. La taille, la texture ainsi que la forme des néoplasies constituent des critères essentiels à leurs diagnostics. L'estimation de la taille est cependant difficile à réaliser de part la perte de l'information de profondeur de la scène imagée par le gastro-entérologue.

Nous proposons une amélioration de notre technique de détection de la Profondeur de Défocalisation (PD) permettant l'estimation de l'échelle des scènes endoscopiques par extraction de la PD au sein d'une séquence vidéo. L'estimation conjointe du suivi affine de la néoplasie au cours de la séquence vidéo et du flou de mise au point permet d'inférer avec une meilleure précision la taille des néoplasies. Par ailleurs, la méthode proposée est mieux adaptée aux conditions réelles de coloscopie pour lesquelles la manipulation du gastroscopie peut être délicate.

Mots clef

Coloscopie, Point de Défocalisation (PD), Profondeur de champ, Suivi affine des néoplasies, Polype.

Abstract

Colonoscopy is the reference medical examination for early diagnosis and treatment of colonic diseases. This minimally invasive technique allows gastroenterologists to explore the colon and remove neoplasias – abnormal growth of tissue – such as polyps which may transform into malignant tumors. Shape, texture and size of polyps are of particular interest for determining their nature. However, the size of neoplasias is difficult to estimate because the absolute scale of the observed tissue is not directly conveyed in the 2D endoscopic images.

We here improve our Infocus-Breakpoint detection technique (IB), which estimates an imagewise scale by detecting the blur/unblur breakpoint in a video sequence. We simultaneously track a neoplasia with a 2D affine transformation and estimate the amount of defocus blur. This

leads to an areawise scale estimate with better accuracy and efficiency.

Keywords

Colonoscopy, Infocus-Breakpoint, Affine Registration, Neoplasia, Polyp.

1 Introduction

Le cancer colorectal constitue la quatrième cause de mortalité par cancer selon l'organisation mondiale de la santé. Le dépistage précoce réduit significativement l'influence des maladies colorectales en permettant la détection des néoplasies lorsque ces dernières sont généralement curables. Malgré le développement des techniques non invasives d'imagerie telles que le coloscanner ou les PillCam® [8], la coloscopie reste l'examen de référence pour le diagnostic et le traitement des maladies colorectales. Cette technique peu invasive permet de prévenir les cancers en permettant aux gastro-entérologues de réséquer les tumeurs potentiellement malignes.

Lors d'une coloscopie, le diagnostic des néoplasies s'appuie sur un ensemble de critères standards définis par la classification de Paris des lésions néoplasiques superficielles [5]. La texture, la forme et la taille des néoplasies permettent ainsi aux gastro-entérologues d'évaluer leurs risques de développement malin. Cependant, la majorité des gastroscopes actuels sont équipés d'un système optique monofocal impliquant la perte de l'information de profondeur de la scène imagée. L'échelle et la taille des scènes coloscopiques est donc estimée par le praticien à l'aide de ses connaissances anatomiques *a priori* ou d'objets de comparaison visuelle tels que des instruments chirurgicaux.

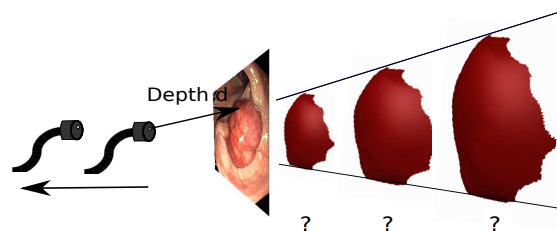


FIGURE 1: Illustration de l'ambiguïté d'échelle de la scène imagée par le gastroscopie.

Des techniques de mesure actives telles que le suivi électromagnétique ou la projection de lumière structurée permettent de résoudre cette ambiguïté d'échelle mais elles requièrent la modification de l'équipement endoscopique [10]. Par ailleurs, la majorité des techniques passives de reconstruction 3D souffrent d'une ambiguïté d'échelle [6]. Nos précédents travaux [2] suggèrent l'utilisation de la technique de détection de la Profondeur de Défocalisation (PD) afin de résoudre cette problématique. La méthode requiert l'acquisition d'une séquence vidéo cohérente correspondant à l'approche du gastroscope vis à vis d'une néoplasie. Une estimation du flou de mise au point sur chacune des images permet d'extraire l'image la plus nette de la séquence. L'estimation du flou est réalisée sur la partie centrale de l'image. La profondeur de la scène correspondant au PD est connue par étalonnage. En supposant la néoplasie plane et la prise de vue du gastroscope fronto-parallèle à cette dernière, la taille de la tumeur peut ensuite être inférée.

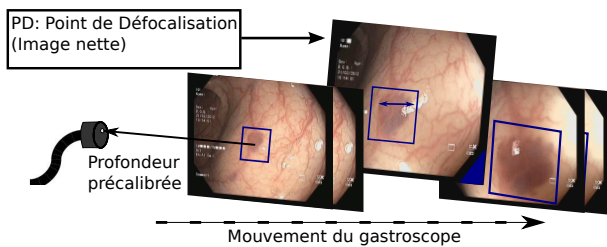


FIGURE 2: Traitement per-opératoire : la taille du polype est estimée à l'aide d'une séquence vidéo cohérente. L'estimation est réalisée par extraction de la PD correspondant à une distance gastroscope-tissu connue par étalonnage.

Cet article propose une solution permettant d'adapter la technique de détection de la PD à des conditions réelles de coloscopie mais également d'estimer la taille des néoplasies avec une meilleure précision. Elle repose sur le suivi affine de la néoplasie au cours de la séquence vidéo et l'estimation conjointe du flou de mise au point pour cette région d'intérêt (figure 2). La section II présente un état de l'art. La section III présente notre méthode d'estimation de la taille des néoplasies et introduit les modèles géométriques et optiques employés. La section IV expose la méthode d'extraction robuste de la PD. Les résultats in-vivo et ex-vivo obtenus grâce à notre méthode sont présentés dans la section V et favorablement comparés avec [2].

2 Etat de l'art

La mesure automatique des lésions en coloscopie (et plus généralement pour les examens réalisés à l'aide d'endoscopes flexibles), à l'aide de techniques de vision passives, est peu traitée dans la littérature. Les méthodes de Depth-from-Defocus et de Depth-from-Focus (DfD/DfF) s'appuient sur la quantification du flou de mise au point afin d'extraire la carte de profondeur d'une scène. Ces méthodes ont été introduites par Pentland en 1987 [13]. Elles

requièrent généralement deux images d'une scène réalisées selon le même point de vue mais suivant des paramètres internes de caméra contrôlés. Les méthodes de DfD ont récemment été améliorées et ne nécessitent qu'une seule image en postulant notamment la présence de contours saillants dans celle-ci [15]. Un état de l'art des principales contributions aux techniques de DfD est présenté dans [3, 12].

Une méthode basée sur une approche de DfF [14] a été proposée afin de reconstruire la cavité du côlon en 3D. Cette méthode requiert un contrôle précis du mouvement du gastroscope ou alternativement le contrôle de la distance focale du système optique. Elle n'est ainsi pas adaptée à la majorité des gastroscopes actuels disposant d'un système monofocal. Nous avons proposé une technique basée sur la détection de la PD [2] afin de mesurer la taille des polypes. Cette méthode impose cependant de fortes contraintes de manipulation du gastroscope qui s'avèrent délicates à satisfaire dans de nombreux cas pratiques, et les variations de pose du gastroscope ne sont pas considérées.

Afin d'adapter les techniques de DfD/DfF à la coloscopie et obtenir une estimation locale du flou basée région, il est nécessaire de réaliser le suivi de la région d'intérêt (ROI) au cours de la séquence vidéo. Cette problématique de suivi est largement traitée dans la littérature de même que les problématiques de DfD/DfF. Cependant, peu de travaux traitent l'estimation conjointe du suivi et de la mesure du flou de mise au point. Deschênes et al [4] ont proposé l'extension de [11] à une méthode basée sur une homotopie. Cette approche utilise l'information de flou uniquement à des fins de reconstruction de la structure 3D de la scène imagée. Une méthode de reconstruction 3D monoculaire à l'échelle absolue a été proposée dans [9]. Malgré l'efficacité et la précision de cette méthode, elle est basée sur la mise en correspondance de points d'intérêt et s'avère donc peu adaptée aux images issues de coloscopies. La paroi du côlon et la surface des néoplasies sont en effet faiblement texturées et présentent peu de contours saillants (les veines de la muqueuse sont difficilement observables et différenciables).

3 Méthode et modélisation

3.1 Méthode

Afin d'exploiter l'information de flou de mise au point pour estimer la profondeur des scènes imagées dans le cadre de la coloscopie et inférer la taille des néoplasies de façon robuste, il est nécessaire de prendre en considération les propriétés de l'environnement exploré ainsi que du système optique monofocal du gastroscope. Les approximations suivantes ont été considérées :

- la muqueuse du côlon est une surface lambertienne ;
- le polype est plane ;
- le gastroscope est fronto-parallèle à la néoplasie imagée.

Comme cela a été précédemment évoqué, la méthode de détection de la PD requière une première phase d'étalonnage nécessaire à la connaissance de la profondeur absolue de défocalisation. Une seconde phase per-opératoire permet l'extraction en ligne de la profondeur de défocalisation (image nette de la séquence). La méthode [2] imposait d'observer la néoplasie au centre de l'image et estimait un flou global. Cette contrainte est peu adaptée au contexte de la gastroentérologie et l'estimation globale rend l'extraction de la PD peu précise. Afin de palier à cette problématique, nous proposons d'effectuer le suivi affine de la néoplasie et d'estimer simultanément le flou de mise au point pour cette ROI.

3.2 Modélisation géométrique

Les scènes coloscopiques sont faiblement texturées et possèdent peu de points d'intérêt. Une méthode de suivi basée sur l'hypothèse de consistance d'intensité de la luminosité (BCA : Brightness Consistency Assumption) a été considérée malgré les propriétés de réflectance non lambertienne de la muqueuse du côlon [7].

Durant un examen coloscopique, la cavité du côlon est gonflée par injection d'air et reste généralement rigide. Un suivi affine de la néoplasie au cours de la séquence vidéo a donc été considéré :

$$S(\mathbf{q}) \simeq T(\mathbf{A}\mathbf{q} + \mathbf{t}) \quad (1)$$

\mathbf{A} est une matrice 2×2 , \mathbf{t} est un vecteur de translation 2D, \mathbf{q} représente les coordonnées 2D d'un point de l'image source, S et T sont respectivement les images source et cible.

3.3 Modélisation optique

Le modèle de flou optique considéré est similaire à celui employé par la majorité des méthodes de DfD/DfF [3, 12]. Les lois de Snell-Descartes décrivent le processus de formation des images par une lentille mince. L'image d'un point 3D A_d , situé à la distance d de la caméra sera un point si il se trouve sur le plan 'in-focus' : $\frac{1}{d} + \frac{1}{s} = \frac{1}{f}$ avec s la distance séparant la lentille du plan focal et f la distance focale. Dans le cas contraire, A_d sera imagé par un cercle de confusion dont le rayon $R(d)$ est directement lié à la profondeur d : $R(d) = r|\frac{e}{f} - \frac{e}{d} - 1|$ avec e la distance séparant la lentille du capteur image et r le rayon de la lentille.

Afin de considérer la modélisation physique (ondulatoire) du système optique, les techniques de DfD/DfF s'appuient sur une approximation de la fonction d'étalement du point (PSF; Point Spread function, réponse impulsionnelle du système optique) par une fonction gaussienne 2D isotropique [13]. L'écart type $\sigma(d)$ de la fonction gaussienne $g_{\sigma(d)}(\mathbf{q})$ est proportionnel à la profondeur (distant entre l'objet imagé et la caméra). Ainsi, l'image $I_d(\mathbf{q})$ d'un objet situé à la distance d de la caméra est exprimée par : $I_d(\mathbf{q}) = (I_{if} * g_{\sigma(d)})(\mathbf{q})$, ou $I_{if}(\mathbf{q})$ est l'image mise au point de $I_d(\mathbf{q})$.

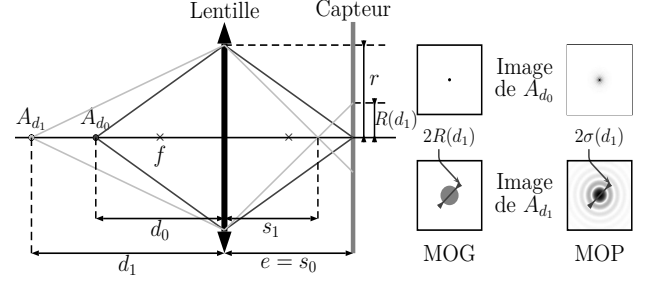


FIGURE 3: Formation d'une image par une lentille mince. MOG : Modélisation Optique Géométrique, l'image d'un point (A_{d_0}) est un point si A_{d_0} se trouve sur le plan 'in-focus', sinon, il s'agit d'un cercle de confusion. MOP : Modélisation Optique Physique, les motifs précédents sont convolués avec la PSF du système optique. $\sigma(d_1)$ représente l'écart type spatial de la PSF gaussienne pour un point situé à la distance d_1 de la caméra.

Pour un système optique fixe, la distance de mise au point pour laquelle un objet apparaît nette dans l'image (PD) peut donc être calibrée.

4 Détection robuste de la profondeur de défocalisation

4.1 Estimation conjointe des paramètres de suivi et de flou de mise au point

L'estimation conjointe des paramètres de la transformation affine et du flou de defocus peut être exprimée par le problème de minimisation suivant :

$$(\mathbf{A}_k; \mathbf{t}_k; \alpha_k; \sigma_k) = \arg \min_{(\mathbf{A}, \mathbf{T}, \alpha, \sigma)} \sum_{\mathbf{q} \in N_k} [S * g_{\sigma}(\mathbf{q}) - \alpha T_k(\mathbf{A}\mathbf{q} + \mathbf{t})]^2$$

$$N_k = \mathbf{A}_{k-1}N_0 + \mathbf{t}_{k-1} \text{ et } N_0 = [\mathbf{q}_1; \mathbf{q}_2; \mathbf{q}_3; \mathbf{q}_4] \quad (2)$$

\mathbf{q}_i représente les 4 sommets de la ROI (manuellement sélectionnés dans l'image source). α est un gain utilisé pour ajuster l'intensité des images source et cible. Ce problème de moindres carrés non linéaires a été résolu à l'aide de la méthode de Levenberg-Marquardt à des fins d'efficacité et de robustesse.

Grâce au suivi de la ROI, et en supposant une vitesse de déplacement du gastroscopie constante, on obtient une estimation basée région du flou de mise au point $\sigma_k \approx \sigma(d)$ cohérente permettant l'extraction robuste de la PD.

4.2 Extraction robuste de la profondeur de défocalisation

En combinant le modèle optique géométrique avec le modèle optique physique de flou de mise au point, l'approximation suivante a été considérée, avec μ représentant l'écart type de la PSF gaussienne :

$$\sigma(d) \propto R(d) + \mu d = r \left| \frac{e}{f} - \frac{e}{d} - 1 \right| + \mu d \quad (3)$$

De part les hypothèses formulées (planarité des néoplasies et point de vue fronto-parrallèle), le modèle générique (3) peut être ajusté à l'estimation de l'écart type de la PSF en résolvant le problème suivant :

$$\min_{\mathbf{p} \in \mathbb{R}^6} \sum_{d_i=1}^n (\eta(d_i; \mathbf{p}) - \sigma(d_i))^2 \quad (4)$$

d_i est le numéro de l'image dans la séquence. Le modèle paramétrique dérivé de (3) est défini par l'équation suivante, avec $\mathbf{p} = \{p_j\}_{1 \leq j \leq 6}$:

$$\eta(d; \mathbf{p}) = \frac{p_1}{|p_2 - \frac{p_3}{d-p_6}| - p_4(d-p_6)} + p_5 \quad (5)$$

5 Etalonnage et mesures per-opératoires

5.1 Etalonnage pré-opératoire

Afin de simplifier la procédure pré-opératoire d'étalonnage, une méthode similaire à celle généralement employée par les techniques de DfD/DfF a été proposée. Elle consiste à acquérir une séquence vidéo d'une mire plane à différentes distances connues. La mire est fronto-parrallèle à l'extrémité distale du gastroscop. L'étalonnage ayant été réalisé en laboratoire, le déplacement du gastroscop a été contrôlé à l'aide d'une table millimétrique. Ainsi, la quantité de flou a été mesurée sur une région centrale de chaque image de la séquence. Cette mesure consiste à estimer l'écart type de la PSF. Nous nous sommes appuyé sur la méthode [15] consistant à étudier l'influence du filtrage gaussien des contours saillants de l'image. La figure 4 illustre le processus d'étalonnage.

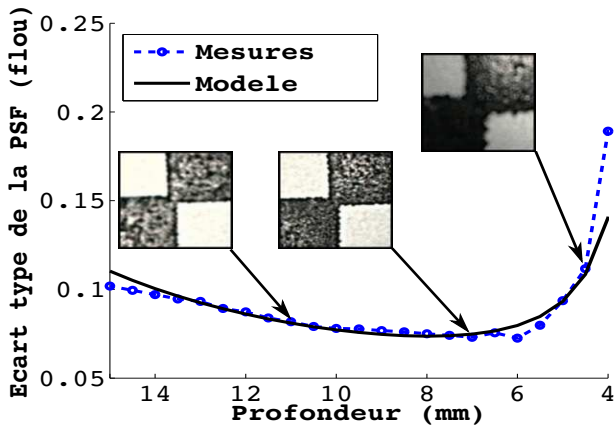


FIGURE 4: Processus d'étalonnage pré-opératoire d'un gastroscop Olympus® Exera CV180. Le minimum du modèle (5) ajusté aux mesures de flou permet de connaître la profondeur de la scène correspondant à une prise de vue nette de celle-ci.

Afin d'extraire de façon robuste la profondeur de la scène correspondant à la PD, le modèle (5) a été ajusté aux me-

ures de l'écart type de la PSF. Seule l'obtention de la distance de mise au point est nécessaire à l'estimation de la taille des néoplasies lors du processus per-opératoire.

5.2 Traitement per-opératoire

Estimation de la taille des néoplasies

Entrée : Une séquence vidéo basée sur un mouvement cohérent du gastroscop vis à vis d'une néoplasie.

Hypothèse : La néoplasie est plane et fronto-parrallèle à l'extrémité distale du gastroscop.

Sortie : Une estimation de la taille de la néoplasie.

Choix d'une ROI dans une des images de la séquence

Pour toute Image de la séquence faire

Résoudre le problème de minimisation (2) à l'aide de la méthode de Levenberg-Marquardt

Mettre à jour la solution initiale du problème avec la solution précédemment estimée.

Fin pour

Ajuster le modèle de flou de mise au point (5) aux mesures de l'écart type de la PSF

Détecter le PD (minimum du modèle ajusté) et extraire l'image la plus nette de la ROI

Sélectionner deux points appartenant au contour de la néoplasie et inférer sa taille.

Afin de ne pas être contraint par les propriétés de réflectance non lambertienne de la muqueuse du côlon, les zones saturées des images n'ont pas été considérées. Un masque W a ainsi été calculé pour les images source et cible : $\tilde{N}_k = N_k \cap (W_s \cup W_t)$.

6 Resultats

6.1 Séquences synthétiques

Une évaluation statistique a été menée sur un ensemble d'images synthétiques afin d'évaluer l'influence d'un bruit additif et gaussien, du flou et de l'amplitude de déplacement de la transformation affine sur notre méthode. L'influence de chacun de ces critères a été individuellement évaluée sur une plage de valeur prédéfinie. Pour chacune de ces plages de valeur, 100 transformations affines aléatoires ont été appliquées à une image source extraite d'une coloscopie.

Les résultats présentés mettent en évidence l'influence d'une erreur de transformation affine sur l'estimation du flou. Des erreurs de recalage minimales induisent d'importantes erreurs d'estimation du flou de mise au point. Le bruit influence également la qualité de l'estimation de la transformation affine et du flou. Le développement des gastroscopes haute résolution permet de limiter cette influence. Par ailleurs, le protocole d'acquisition requis par notre méthode permet d'obtenir de faibles erreurs de recalage ainsi qu'une estimation du flou de mise au point cohérente et *in fine* une extraction robuste de la PD.

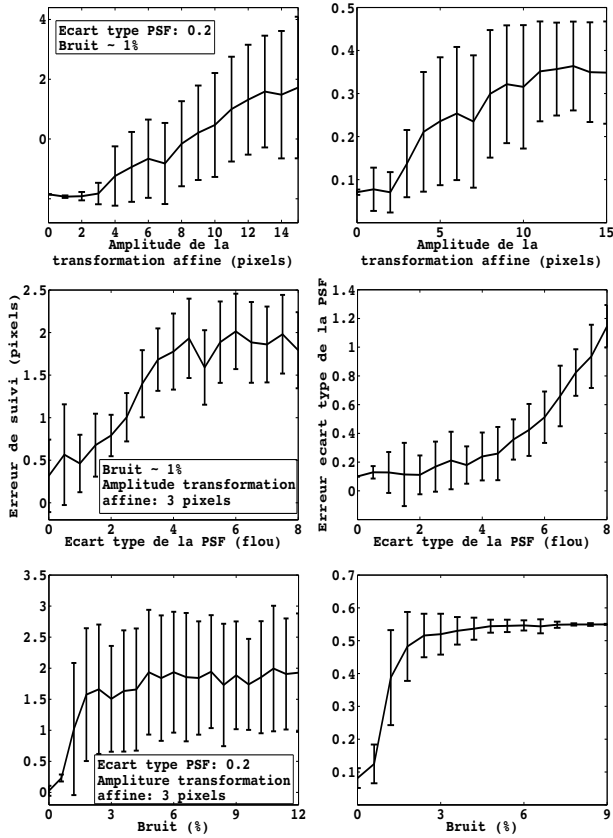


FIGURE 5: Evaluation statistique de notre méthode. La colonne gauche correspond à l'influence de l'amplitude de la transformation affine, du flou et du bruit sur l'erreur de suivi (erreur de mise en correspondance). La colonne droite correspond à l'erreur d'estimation de l'écart type de la PSF gaussienne (selon les critères précédemment définis). Pour chaque ligne de cette table, la configuration est décrite dans la vignette gauche.

6.2 Séquences réalisées sur modèle fantôme

La précision de notre méthode a été évaluée sur l'ensemble de test [2]. Comme il est difficile d'obtenir une vérité terrain dans le cadre de coloscopies réelles, un modèle fantôme a été réalisé. Ce dernier est composé d'un côlon de porc (de part ses propriétés similaires au côlon humain) qui est inséré dans un cylindre rigide. Deux billes de diamètre différent ont été placées à l'intérieur de la cavité du côlon. Le déplacement du gastroscopie Olympus® Exera CV160 a été contrôlé à l'aide d'une table millimétrique.

La taille de la première bille a été évaluée à 5.125 mm avec une erreur d'estimation de 10.9% (vérité terrain : 5.75 mm). Cela représente une amélioration de la précision de mesure de 23% par rapport aux résultats obtenus avec la méthode [2]. Des résultats similaires ont été obtenus pour la seconde séquence sur modèle fantôme. L'erreur d'estimation de notre méthode est de 11.2%. Elle se compare favorablement à l'erreur de 16% obtenue avec la méthode précédemment citée. Ces résultats valident notre approche et confirment un gain de précision de l'estimation de mesure due à l'estimation du flou basée région.

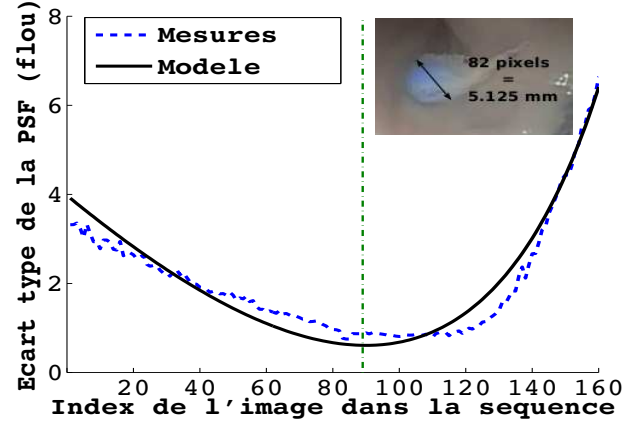


FIGURE 6: Estimation de l'écart type du flou gaussien de mise au point et extraction de la PD de la ROI.

6.3 Séquences coloscopiques

Trois séquences issues de coloscopies ont été évaluées. Deux séquences ont été réalisées à l'aide d'un gastroscopie Olympus® Exera CV190 (vignettes gauches sur la figure 8) et la dernière séquence évaluée a été réalisée grâce à un gastroscopie Olympus® Exera CV180. Une estimation de référence a été réalisée par un gastro-entérologue en plaçant un instrument chirurgical en contact avec la néoplasie. Les résultats sont présentés dans la figure suivante.

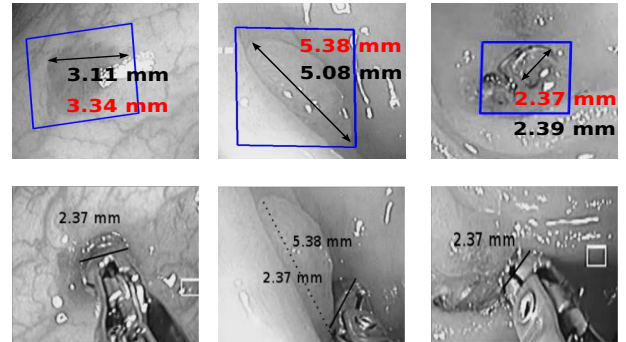


FIGURE 7: Estimation de la taille de néoplasies. La marque noire est la référence estimée par les gastro-entérologues et la marque rouge correspond à la taille estimée par notre méthode (première ligne). Les vignettes situées sur la seconde ligne de la table correspondent à la vérité terrain et illustrent la méthode d'estimation employée par les gastro-entérologues.

Ces résultats ont également été comparés favorablement avec [2]. Pour la première séquence vidéo, l'erreur relative d'estimation de notre méthode est de 7% comparée à une erreur de 19% pour la méthode précédemment citée. Pour la seconde séquence, l'erreur d'estimation est également moins importante avec la nouvelle méthode proposée (erreur de 6% comparée à 10% pour [2]). Enfin, pour la dernière séquence, les résultats obtenus avec les deux méthodes sont similaires avec une erreur d'estimation de 1%.

Ceci est notamment dû à la taille de l'objet d'intérêt observé ainsi que sa nature. Ce dernier correspond à un corps étrangé dont les propriétés visuelles sont différentes de la cavité du côlon. La nouvelle méthode améliore significativement la précision des mesures des néoplasies notamment lorsque ces dernières sont planaires et de petite taille.

Pour les polypes de grande taille, il apparaît nécessaire de sélectionner une région d'intérêt à l'intérieur de la néoplasie afin d'éviter les problèmes de perte de suivi (liés à la faible profondeur de champ des gastroscopes). Par ailleurs, des modifications brutales d'illumination de la scène, notamment dues aux propriétés de réflexion de la muqueuse du côlon ainsi qu'aux nombreux replis de la paroi, peuvent induire des pertes de suivi de la tumeur. Dans de tels cas, il devient nécessaire de mettre fréquemment à jour l'image de référence lors de la phase d'estimation conjointe.

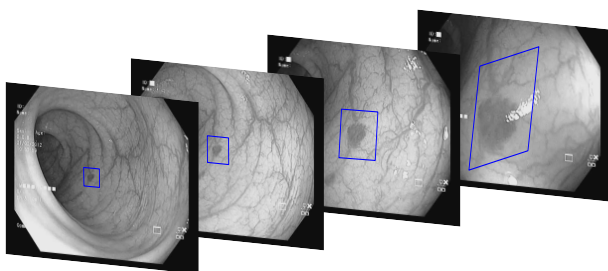


FIGURE 8: Suivi affine d'une néoplasie au sein d'une séquence vidéo coloscopique.

7 Conclusion

Nous avons proposé une méthode permettant d'estimer la taille des néoplasies en coloscopie. Cette dernière améliore significativement [2] en estimant la quantité de flou de mise au point d'une ROI. Grâce à l'estimation conjointe des paramètres de suivi affine et du flou optique, la méthode proposée supporte les variations de pose du gastroscopie et s'adapte ainsi aux conditions pratiques d'une coloscopie. Les résultats obtenus répondent aux besoins des experts.

Cette méthode peut être combinée à des techniques telles que le Shape from Shading [1] de façon à obtenir une reconstruction 3D à l'échelle de la cavité du côlon. Cela nécessite cependant une estimation dense du flou optique de façon à relaxer les hypothèses initiales. Il est également nécessaire de considérer la réflectance non lambertienne de la muqueuse du côlon afin d'améliorer la robustesse et la précision du suivi.

Remerciement

Ce travail a été financé par l'Agence Nationale de la Recherche dans le cadre du programme TecSan. Les auteurs remercient la société Yansys Medical®, ainsi que le Professeur Thierry Ponchon et le Docteur Vincent Lepilliez du service d'hépatogastro-entérologie du groupement hospitalier Edouard Herriot de Lyon.

Références

- [1] Breuß, M., Vogel, O., Tankus, A. : Modern shape from shading and beyond. *IEEE ICIP*, (2011).
- [2] Chadebecq, F., Tilmant, C., Bartoli, A. : Measuring the Size of Neoplasia in Colonoscopy using Depth-from-Defocus. *IEEE EMBS*, (2012).
- [3] Claxton, C.D. : Ph.D. Thesis, Colour depth-from-defocus incorporating experimental point spread function measurements. *University of Warwick S.L.*, (2007)
- [4] Deschênes, F., Ziou D., Fuchs, P. : An Unified Approach for a Simultaneous and Cooperative Estimation of Defocus Blur and Spatial Shifts. *Image and Vision Computing*, 22, 35–57 (2004).
- [5] Endoscopic Classification Review Group : Update on the Paris classification of superficial neoplastic lesions in the digestive tract. *J. of Endoscopy*, 37, 570–578 (2005).
- [6] Hartley, R. I., Zisserman, A. : Multiple View Geometry in Computer Vision – 2nd Edition, *Cambridge University Press*, (2004).
- [7] Kaufman, A., Wang, J. : Mathematics and Visualization, Visualization in Medicine and Life Sciences. *Springer* (2008)
- [8] Kim, D.H, Pickhardt, P.J., Taylor, A.J., Leung, W.K., Winter, T.C., Hinshaw, J.L., Gopal, D.V., Reichelderfer, M.H., Richard, H., Pfau, P.R. : CT Colonography versus Colonoscopy for the Detection of Advanced Neoplasia. *The New England J. of Medicine*, 357, 1403–1412 (2007).
- [9] Kuhl, A., Wohler, C., Kruger, L., Groß, H-m : Monocular 3D Scene Reconstruction at Absolute Scales by Combination of Geometric and Real-aperture Methods. *Pattern Recognition*, 607–616, (2006).
- [10] Mirota, D.J., Ishii, M., Hager, G. : Vision-Based Navigation in Image-Guided Interventions. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 13, 297–319 (2011).
- [11] Myles, Z., Lobo, N.d.V. : Recovering Affine Motion and Defocus Blur Simultaneously. *IEEE TPAMI*, 20, 652–658 (1998).
- [12] Namboodiri, V.P., Chaudhuri, S. : On defocus, diffusion and depth estimation. *Pattern Recogn. Lett.*, 28, 311–319 (2007).
- [13] Pentland, A.P. : A new sense for depth of field. *IEEE TPAMI*, 9, 523–531, (1987).
- [14] Takeshita, T., Nakajima, Y., Kim, M.K., Onogi, S., Mitsuishi, M., Matsumoto, Y. : 3D Shape Reconstruction Endoscope using Shape from Focus. *VISAPP*, 411–416 (2009).
- [15] Zhuo, S., Sim, T. : On the Recovery of Depth from a Single Defocused Image. *CAIP*, (2009).